

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

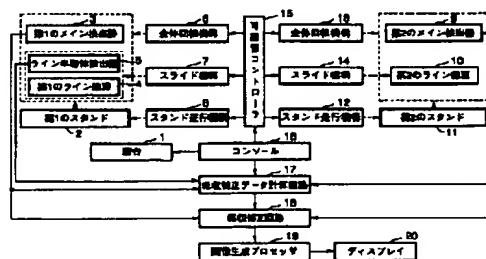
(11) Publication number: **10160849 A**(43) Date of publication of application: **19 . 06 . 98**(51) Int. Cl. **G01T 1/161**(21) Application number: **08316119**(22) Date of filing: **27 . 11 . 96**(71) Applicant: **TOSHIBA CORP**(72) Inventor: **YAMAKAWA TSUTOMU**(54) **NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSTIC DEVICE**

COPYRIGHT: (C)1998,JPO

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To execute an image pick-up in various modes and the collection and correction of absorption correction data in real time in parallel by combining the position relationship between two main detectors and a semiconductor detector that can be rotated around a subject.

SOLUTION: Main detectors 3 and 9 and reference line ray sources 4 and 10 that rotate while they are shifted by approximately 90° and 270° in rotary direction for them are provided at stands 2 and 11 and the surrounding of a specimen on a bed 1 is rotated, thus detecting gamma rays from dosed isotope. Also, a line semiconductor detector 5 that can be rotated is provided opposite to a line ray source 4 at the stand 2. By combining the position relationship of the main detectors 3 and 9 properly, the image of the subject can be picked up in a mode such as a 2-detector opposition SPECT mode, a 90° SPECT mode, and an individual mode. In parallel with the above, a series of operations from the collection of the detection data by a line semiconductor detector 5 and absorption correction data in each mode to the execution of absorption correction can be performed in real time.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-160849

(43) 公開日 平成10年(1998) 6月19日

(51) Int.Cl.⁶

G 0 1 T 1/161

識別記号

F I

G 0 1 T 1/161

B

E

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平8-316119

(22) 出願日 平成8年(1996)11月27日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 山河 勉

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

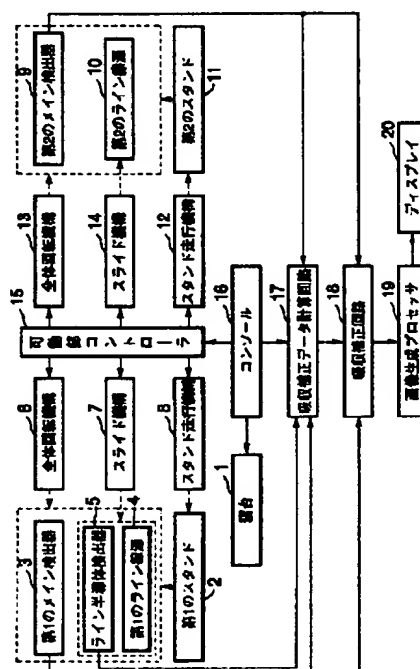
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

(54) 【発明の名称】 核医学診断装置

(57) 【要約】

【課題】 2検出器の位置関係を自由に組み合わせて様々なモードで被検体を撮影でき、しかも各モードで吸収補正データの収集から吸収補正の実施までを撮影と並行してリアルタイムで行うことができる核医学診断装置を提供すること。

【解決手段】 走行自在に設けられた第1のスタンド2と、第1のスタンド2により被検体周囲を回転可能に設けられた第1のメイン検出器3と、第1のメイン検出器3に対して回転方向に略90°ずれた状態で設けられた第1のライン線源4と、第1のライン線源4に対向した状態で設けられたライン半導体検出器5と、走行自在に設けられた第2のスタンド11と、第2のスタンド11により被検体周囲を回転可能に設けられた第2のメイン検出器9と、第2のメイン検出器9に対して回転方向に略270°ずれた状態で設けられた第2のライン線源10とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 走行自在に設けられた第1のスタンドと、
前記第1のスタンドにより被検体周囲を回転可能に設けられた第1のメイン検出器と、
前記第1のスタンドにより前記第1のメイン検出器に対して前記回転方向に略90°ずれた状態で設けられた第1の基準線源と、
前記第1のスタンドにより前記第1の基準線源に対向した状態で設けられた半導体検出器と、
走行自在に設けられた第2のスタンドと、
前記第2のスタンドにより前記被検体周囲を回転可能に設けられた第2のメイン検出器と、
前記第2のスタンドにより前記第2のメイン検出器に対して前記回転方向に略270°ずれた状態で設けられた第2の基準線源とを具備したことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項2】 前記第1のメイン検出器と前記第2のメイン検出器とが前記被検体を挟んで対向した状態で2検出器対向SPECT撮影が行われるとき、前記第1の基準線源から放出され前記被検体を通して前記半導体検出器で検出されたガンマ線に関する第1の情報に基づいて、前記被検体に投与された放射性同位元素から放出され前記第1のメイン検出器で検出されたガンマ線に関する第2の情報と前記放射性同位元素から放出され前記第2のメイン検出器で検出されたガンマ線に関する第3の情報をとを吸収補正し、この吸収補正された第2の情報と第3の情報とに基づいて前記放射性同位元素の体内分布画像を生成し、前記第1のメイン検出器と前記第2のメイン検出器とが略90°ずれた状態で90°SPECT撮影が行われるとき、前記第2の基準線源から放出され前記被検体を通して前記第1のメイン検出器で検出されたガンマ線に関する第4の情報に基づいて前記第2の情報を吸収補正し、前記第1の基準線源から放出され前記被検体を通して前記第2のメイン検出器で検出されたガンマ線に関する第5の情報に基づいて前記第3の情報を吸収補正し、これら吸収補正された第2の情報と第3の情報とに基づいて前記放射性同位元素の体内分布画像を生成し、前記第1のメイン検出器と前記第2のメイン検出器とで個別に別々な部位の撮影を行うとき、前記第1の情報に基づいて前記第2の情報を吸収補正し、この吸収補正された第2の情報に基づいて第1の部位に関する前記放射性同位元素の体内分布画像を生成すると共に前記第3の情報に基づいて第2の部位に関する前記放射性同位元素の体内分布画像を生成する手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項3】 前記半導体検出器と前記第1の基準線源とを対向状態を保ったままで前記被検体の体軸方向に沿ってスライドする手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項4】 前記半導体検出器、前記第1の基準線源及び前記第2の基準線源それぞれの長さは40cm以上であることを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出し、放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】核医学診断装置は、シングルフォトン核種を用いて放射性同位元素の崩壊時の一つのガンマ線の検出を行い、この検出データに基づいて2次元的なガンマ線蓄積画像を得ることを特徴としたシングルフォトンカメラと、ポジトロン核種を用いて陽電子が消滅する際に反対方向に一对のガンマ線を放出することを利用し、放出場所を特定することにより2次元的なガンマ線の蓄積画像を得ることを特徴としたポジトロンカメラとに分類される。

【0003】また、近年、検出器を被検体の周囲を回転させながら複数の角度でガンマ線の検出を繰り返し、得られたデータに基づいて断層像を再構成する断層イメージングの技術（ECT（emission computed tomography））が実用化されている。このECTは、シングルフォトンECT（SPECT）とポジトロンECT（PET）に大別される。

【0004】従来のシンチレーションはアンガー型のカメラに代表されるようにガンマ線を光に与えるシンチレータ（NaIの単結晶）の上にライトガイドを介し光電子増倍管を2次元状にちょう密に配列し、それぞれの出力信号よりガンマ線の発生場所を重み加算計算にて求めていた。このように光電変換素子として光電子増倍管を使用しているために、検出器が極めて厚い構造を有していること、ならびに光電子増倍管の最外周の部分には位置計算不能のデッドスペースが生じてしまい有効視野の割には極めて面積の大きな検出器になってしまう。その周辺部や背面の鉛製シールドならびにコリメータまで入ると非常に大きな検出器になってしまうこの検出器を収集目的に応じた設定を行なうにしても自由度に制御が加わるとともに動作の実現手段が極めて機構的に難しく、かつ検出器が数百kgと重いため、理想的な動作から機械的歪みに起因した画像劣化を生じることもあった。また有効視野端から検出器の物理的端面までの距離が大きいこと、検出器が厚いことにより、心臓SPECT時に腕を大きく頭部側に上げてやる必要があり被検者に苦痛を与えたり頭部SPECTで小脳が入らなかったりする問題点があった。

【0005】また、従来では、心臓のSPECTを行なう場合、非常に大きなアンガー型検出器との干渉を避け

るために、被検体はデータ収集（撮影）期間中、例えば10分以上、その両腕を頭部側に大きく上げ続けておく必要があり、被検体にとっては大変苦痛な物であった。

【0006】さらに、2検出器システムにおいて吸収補正を実施する場合でも、架台機構上の制限から2検出器対向撮影モード、90°SPECT撮影モード、1検出器撮影モードの各モードで固有の吸収補正方法を適用せざるを得ず、すべての撮影モードで吸収補正を実現するのは不可能であった。しかも具体的吸収補正の方法には、ライン線源スキャン方式あるいは面線源方式があるが、現状のアンガー方式のシンチレーションカメラでは、通常のSPECT収集の感度を落とさずに、吸収補正を同時に行なうことは、検出器性能の制約上不可能であった。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、2検出器の位置関係を自由に組み合わせて様々なモードで被検体を撮影でき、しかも各モードで吸収補正データの収集から吸収補正の実施までの作業を、撮影と並行してリアルタイムで行うことができる核医学診断装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明に係る核医学診断装置は、走行自在に設けられた第1のスタンドと、前記第1のスタンドにより被検体周囲を回転可能に設けられた第1のメイン検出器と、前記第1のスタンドにより前記第1のメイン検出器に対して前記回転方向に略90°ずれた状態で設けられた第1の基準線源と、前記第1のスタンドにより前記第1の基準線源に対向した状態で設けられた半導体検出器と、走行自在に設けられた第2のスタンドと、前記第2のスタンドにより前記被検体周囲を回転可能に設けられた第2のメイン検出器と、前記第2のスタンドにより前記第2のメイン検出器に対して前記回転方向に略270°ずれた状態で設けられた第2の基準線源とを具備する。

【0009】さらに、前記第1のメイン検出器と前記第2のメイン検出器とが前記被検体を挟んで対向した状態で2検出器対向SPECT撮影が行われるとき、前記第1の基準線源から放出され前記被検体を通して前記半導体検出器で検出されたガンマ線に関する第1の情報に基づいて、前記被検体に投与された放射性同位元素から放出され前記第1のメイン検出器で検出されたガンマ線に関する第2の情報と前記放射性同位元素から放出され前記第2のメイン検出器で検出されたガンマ線に関する第3の情報とを吸収補正し、この吸収補正された第2の情報と第3の情報とに基づいて前記放射性同位元素の体内分布画像を生成し、前記第1のメイン検出器と前記第2のメイン検出器とが略90°ずれた状態で90°SPECT撮影が行われるとき、前記第2の基準線源から放出され前記被検体を通して前記第1のメイン検出器で検出

されたガンマ線に関する第4の情報に基づいて前記第2の情報を吸収補正し、前記第1の基準線源から放出され前記被検体を通して前記第2のメイン検出器で検出されたガンマ線に関する第5の情報に基づいて前記第3の情報を吸収補正し、これら吸収補正された第2の情報と第3の情報とに基づいて前記放射性同位元素の体内分布画像を生成し、前記第1のメイン検出器と前記第2のメイン検出器とで個別に様々な部位の撮影を行うとき、前記第1の情報に基づいて前記第2の情報を吸収補正し、この吸収補正された第2の情報に基づいて第1の部位に関する前記放射性同位元素の体内分布画像を生成すると共に前記第3の情報に基づいて第2の部位に関する前記放射性同位元素の体内分布画像を生成する手段を備える。

【0010】本発明によれば、2検出器の位置関係を自由に組み合わせて様々なモードで被検体を撮影でき、しかも各モードで吸収補正データの収集から吸収補正の実施までの作業を、撮影と並行してリアルタイムで行うことができる。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、本発明による核医学診断装置の一実施形態を図面を参照して説明する。図1に本実施形態による核医学診断装置のブロック図を示し、図2に図1の第1、第2のメイン検出器の外観を示し、図3に図1の第1、第2の撮影システムを側面から見た図示し、図4(a)に図1の第1の撮影システムを被検体頭部側から見た構造を示し、図4(b)に図1の第2の撮影システムを被検体頭部側から見た構造を示している。なお、図1において構造的な繋がり点線で示し、電気的な繋がりを実線で示している。本実施形態では、2つの撮影システムが装備されている。

【0012】第1の撮影システムは第1のメイン検出器3を有する。この第1のメイン検出器3は、従来と同様のアンガー型検出器であってもよいが、図2に示すような半導体検出器であることが好ましい。半導体検出器は、ガンマ線を直接的に電気信号に変換するCdZnTe等の複数の半導体素子が2次元状に配列された半導体素子アレイ101と、この半導体素子アレイ101の入射側に設けられガンマ線の入射方向を制限するためのコリメータ102と、プリアンプやリードアウト回路等が実装された回路基板103と、背面等からの不要なガンマ線を遮蔽する鉛製シールド104とからなる。

【0013】このような第1のメイン検出器3は、寝台1に載置された被検体Pの周囲を回転可能に第1のスタンド2により設けられる。第1のスタンド2は、寝台1の長軸と平行に走行可能に床面に配置されており、この走行はスタンド走行機構8により実現されている。スタンド走行機構8は、例えば、床面に施設されたレール37にスタンドフレーム36の底部溝38が嵌め込まれ、このスタンドフレーム36をラック&ピニオン機構を介して電動駆動するように構成されている。

【0014】この第1のスタンド2には、ガンマ線の放射密度が空間的に略均一な棒状の基準線源としての第1のライン線源4が、第1のメイン検出器3に対してその回転方向に関し略90°ずれた状態を維持したままで、第1のメイン検出器3と共に被検体周囲を回転可能に設けられる。また、第1のスタンド2には、図2に示したと基本的に同様な構造で棒状に構成されたライン半導体検出器5が、第1のライン線源4に対向した状態を維持したままで被検体周囲を回転可能に設けられる。なお、第1のライン線源4とライン半導体検出器5は一次元構造でなくとも例えば1cm～3cmと幅を持つ構造であっても良い。

【0015】これら第1のメイン検出器3、第1のライン線源4及びライン半導体検出器5の回転（全体回転）は、全体回転機構6により実現されている。この全体回転機構6は、例えば、固定リング31に回転可能に設けられた回転リング32を電動機34により駆動ギア35と駆動ベルト33を介して回転駆動するように構成されている。また、第1のライン線源4及びライン半導体検出器5は互に対向した状態のままで被検体Pの体軸に沿ってスライドすることが可能になっており、これはスライド機構7により実現されている。

【0016】一方、第2の撮影系統は、第2のメイン検出器9を有する。この第2のメイン検出器9の構造は図2に示したように第2のメイン検出器3と同様であるので説明は省略する。第2のメイン検出器9は、被検体Pの周囲を回転可能に第2のスタンド11により設けられる。第2のスタンド11は、第1のスタンド2と同様に、寝台1の長軸と平行に走行可能に床面に配置されており、この走行はスタンド走行機構12により実現されている。スタンド走行機構12は、例えば、床面に施設されたレール47にスタンドフレーム46の底部溝48が嵌め込まれ、このスタンドフレーム46をラック&ピニオン機構を介して電動駆動するように構成されている。

【0017】この第2のスタンド11には、第1のライン線源4と同様のガンマ線の放射密度が空間的に略均一な棒状の基準線源としての第2のライン線源10が、第2のメイン検出器9に対してその回転方向に関し略270°ずれた状態を維持したままで、第2のメイン検出器9と共に被検体周囲を回転可能に設けられる。なお、第2の撮影系統には、第2の撮影系統と異なり、ライン半導体検出器を意図的に設けていない。これにより後述するように様々な撮影モードでメイン検出器3、9に対して干渉することなく吸収補正に対応することができる。また、第2のライン線源10は一次元構造でなくとも例えば1cm～3cmと幅を持つ構造であっても良い。

【0018】これら第2のメイン検出器9及び第2のライン線源10の回転（全体回転）は、全体回転機構13により実現されている。この全体回転機構6は、例え

ば、固定リング41に回転可能に設けられた回転リング42を電動機44により駆動ギア45と駆動ベルト43を介して回転駆動するように構成されている。また、第2のライン線源10は被検体Pの体軸に沿ってスライドすることが可能になっており、これはスライド機構14により実現されている。

【0019】なお、上記ライン半導体検出器5、第1のライン線源4及び第2のライン線源10それぞれの長さは、被検体Pの体厚を鑑みて、40cm以上に構成される。可動部コントローラ15は、上述した全体回転機構6、13、スライド機構7、14、スタンド走行機構8、12の動きを、コンソール16を介してオペレータが指示した通りに制御するものである。

【0020】吸収補正データ計算回路17は、第1のメイン検出器3、第2のメイン検出器9、ライン半導体検出器4の検出データを撮影モードに従って適当に組み合わせて吸収補正データを計算する。吸収補正回路18は、第1のメイン検出器3や第2のメイン検出器9の出力から入射位置毎にガンマ線の入射数を計数すると共に、この計数データを吸収補正データ計算回路17で計算された吸収補正データに基づいて吸収補正する。画像生成プロセッサ19は、吸収補正回路18で吸収補正された計数データに基づいて、被検体に投与された放射性同位元素の体内分布画像を生成する。ディスプレイ20は、画像生成プロセッサ19で生成された体内分布画像を表示する。

（動作）撮影モードには、図5、図6に示すような第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9とが被検体Pを挟んで対向した状態で同一部位からのガンマ線を検出し、両方のデータからSPECT画像（断面分布）を生成するいわゆる2検出器対向SPECTモードと、図7、図8に示すような第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9とが略90°ずれた状態で被検体Pの同一部位からのガンマ線を検出し、両方のデータからSPECT画像を生成するいわゆる90°SPECTモードと、第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9とで個別に別々な部位からのガンマ線を検出しそれぞれ個別にスタティック画像又はSPECT画像（断面分布）を生成する個別モードとがある。これら撮影モードを順番に説明する。

（2検出器対向SPECTモード）2検出器対向SPECTモードでは、上述したように第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9とが対向状態に設定される。このモードでは第2のライン線源10は使用しないので、第1のメイン検出器3に干渉しない位置に退避される。この退避位置には、ガンマ線が外部に漏洩しないように第2のライン線源10を収納するための収納ボックス22が設けられている（図9（b）参照）。なお、モードによっては、第1のライン線源3を使用しないことがあり、このときには退避位置に設けられた収納ボックス2

1に収納される(図9(a)参照)。

【0021】このように1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9とが対向した状態では、第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9との間に、第1のライン線源4とライン半導体検出器5とが対向した状態に設定される。

【0022】撮影時には、第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9は対向状態を保ったままで間欠的に全体回転する。全体回転が停止している各々の期間に、被検体Pに投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9それぞれで検出し、このガンマ線の入射数を吸収補正回路18により入射位置毎に計数する。

【0023】このような撮影の動きと並行して、図9(a)に示すように上記全体回転が停止している各々の期間に、第1のライン線源4とライン半導体検出器5とは対向したままスライドしながら、第1のライン線源4から放出され被検体Pを通過したガンマ線をライン半導体検出器5で検出し、この検出データに基づいて吸収補正データ計算回路17により吸収補正データを計算し、さらにこの吸収補正データに基づいて計数データを吸収補正回路18で吸収補正する。吸収補正された計数データに基づいて画像生成プロセッサ19で被検体Pの断面に関する放射性同位元素の空間的な分布が生成される。

【0024】このように2検出器対向SPECTモードにおいて、2検出器対向SPECT撮影と並行して、第1のライン線源4とライン半導体検出器5とを使って吸収補正データの収集と吸収補正とをリアルタイムで行うことができる。

(90° SPECTモード) 次に、90° SPECTモードでは、上述したように第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9とが略90°ずれた状態に設定される。このモードではライン半導体検出器5は使用しないので、取り外されるか、又はメイン検出器3、9に干渉しない位置に退避される。

【0025】このような第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9が90°ずれた状態では、第1のライン線源4は第2のメイン検出器9に対向し、第2のライン線源4は第1のメイン検出器3に対向した状態に設定される。

【0026】撮影時には、上述のモードと同様に、第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9は90°ずれた状態を保ったままで間欠的に全体回転し、この全体回転が停止している各々の期間に被検体Pに投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9それぞれで検出し、この検出データに基づいて吸収補正回路18によりガンマ線を入射位置毎に計数する。

【0027】さらに、全体回転が停止している各々の期間に、図9(a)に示すように上記全体回転が停止して

いる各々の期間に第1のライン線源4をスライドさせ、この第1のライン線源4から放出され被検体Pを通過したガンマ線を、第2のメイン検出器9で検出する。また、この全体回転が停止している各々の期間に、図9(b)に示すように、第2のライン線源10をスライドさせ、この第2のライン線源10から放出され被検体Pを通過したガンマ線を第1のメイン検出器3で検出する。これらメイン検出器3、9で検出した検出データに基づいて吸収補正データ計算回路17により吸収補正データを計算し、またこの吸収補正データに基づいて計数データを吸収補正回路18で吸収補正する。

【0028】ここで、このモードでは、ライン線源4、10からのガンマ線と、被検体Pに投与された放射性同位元素からのガンマ線とを同じメイン検出器3、9で検出するので、各検出データの混在が危惧されるが、半導体素子は通常のアンガー型検出器に比べてエネルギー分解能が1/2以下、計数率特性が500Kcps以上と圧倒的に優れていることから、吸収補正のためのライン線源4、10の放出ガンマ線のエネルギーを、SPECT撮影のために被検体Pに投与する放射性同位元素の放出ガンマ線のエネルギーに対して相違させることにより、検出データから各成分を選別することは容易である。

【0029】このように90° SPECTモードにおいても、撮影と並行して、吸収補正データの収集と吸収補正とをリアルタイムで行うことができる。

(個別モード) この個別モードでは、第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9とでそれぞれ第1の部位と第2の部位からのガンマ線を個別に検出し、それぞれ個別にスタティック画像又はSPECT画像(断面分布)を生成する。撮影時には、被検体Pに投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を第1のメイン検出器3と第2のメイン検出器9それぞれで検出し、このガンマ線の入射数を吸収補正回路18により入射位置毎に計数する。

【0030】このような撮影の動きと並行して、図9(a)に示すように第1のライン線源4とライン半導体検出器5とは対向したままスライドしながら、第1のライン線源4から放出され被検体Pを通過したガンマ線をライン半導体検出器5で検出し、この検出データに基づいて吸収補正データ計算回路17により吸収補正データを計算し、さらにこの吸収補正データに基づいて、第1のメイン検出器3で検出された第1の部位に関する計数データを吸収補正回路18で吸収補正する。吸収補正された計数データに基づいて画像生成プロセッサ19で被検体Pの第1の部位に関する放射性同位元素の空間的な分布が生成される。

【0031】一方、第2の部位に関しては吸収補正データは得られないので、第2のメイン検出器9で検出された第2の部位に関する計数データは、吸収補正すること

なくそのまま画像生成プロセッサ 19 で被検体 P の第 2 の部位に関する放射性同位元素の空間的な分布の生成に供される。

【0032】このように個別モードにおいては、第 1 の撮影系統に関しては撮影と並行して吸収補正データの収集と吸収補正とをリアルタイムで行うことができる。第 2 の撮影系統に関しては、吸収補正は行うことができないが、例えば頭部は吸収率が比較的一様であるため、第 2 の撮影系統を頭部撮影に担当させ、正確な吸収補正の必要な例えば心臓撮影に第 1 の撮影系統を担当させるような使い方ができる。

【0033】このように本実施形態によれば、2 検出器の位置関係を自由に組み合わせて様々なモードで被検体を撮影でき、しかも各モードで吸収補正データの収集から吸収補正の実施までの作業を、撮影と並行してリアルタイムで行うことができるようになる。本発明は、上述した実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能である。

【0034】

【発明の効果】本発明によれば、2 検出器の位置関係を自由に組み合わせて様々なモードで被検体を撮影でき、しかも各モードで吸収補正データの収集から吸収補正の実施までの作業を、撮影と並行してリアルタイムで行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態による核医学診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】図 1 のメイン検出器の概略的な構造を示す斜視図。

【図 3】図 1 の第 1、第 2 の撮影系統を被検体側方から見た構造を示す図。

【図 4】図 1 の第 1、第 2 の撮影系統を被検体頭部側か

ら見た構造を示す図。

【図 5】2 検出器対向 SPECT モード時の第 1、第 2 の撮影系統の位置関係を被検体側方から見た図。

【図 6】2 検出器対向 SPECT モード時の第 1、第 2 の撮影系統の位置関係を被検体頭部側から見た図。

【図 7】90° SPECT モード時の第 1、第 2 の撮影系統の位置関係を被検体側方から見た図。

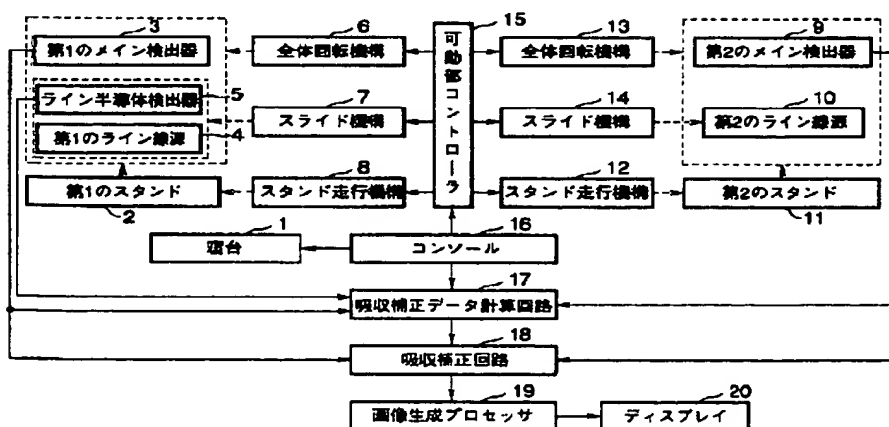
【図 8】90° SPECT モード時の第 1、第 2 の撮影系統の位置関係を被検体頭部側から見た図。

【図 9】第 1、第 2 のライン線源のスライドを示す図。

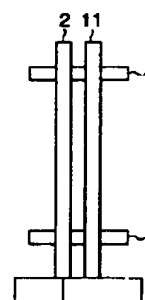
【符号の説明】

- 1…寝台、
- 2…第 1 のスタンド、
- 3…第 1 のメイン検出器、
- 4…第 1 のライン線源、
- 5…ライン半導体検出器、
- 6…全体回転機構、
- 7…スライド機構、
- 8…スタンド走行機構、
- 9…第 2 のメイン検出器、
- 10…第 2 のライン線源、
- 11…第 2 のスタンド、
- 12…スタンド走行機構、
- 13…全体回転機構、
- 14…スライド機構、
- 15…可動部コントローラ、
- 16…コンソール、
- 17…吸収補正データ計算部回路、
- 18…吸収補正回路、
- 19…画像生成プロセッサ、
- 20…ディスプレイ。

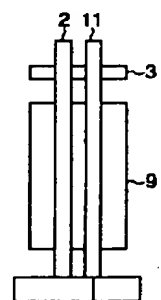
【図 1】



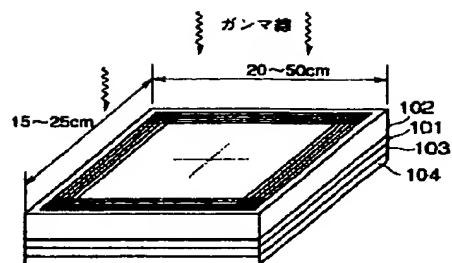
【図 5】



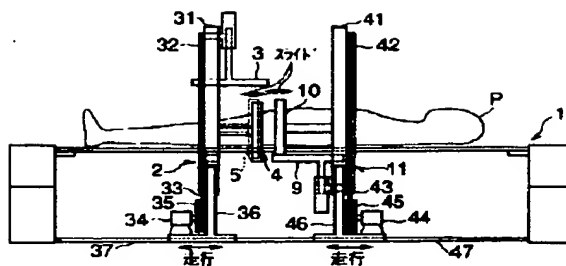
【図 7】



【図2】

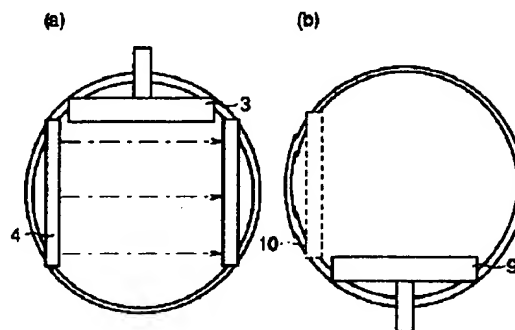
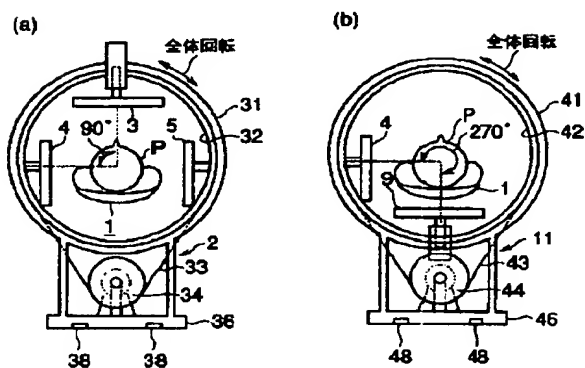


【図3】



【図4】

【図6】



【図8】

【図9】

